



# VLIV MORFOLOGIE CAPUT TIBIA NA ZAVÁDĚNÍ TOTÁLNÍ NÁHRADY KOLENNÍHO KLOUBU

## Bakalářská práce

*Studijní program:* B3944 – Biomedicínská technika  
*Studijní obor:* 3901R032 – Biomedicínská technika  
*Autor práce:* **Lucie Novotná**  
*Vedoucí práce:* doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.





# THE ROLE OF CAPUT TIBIA MORPHOLOGY ON THE RESECTION DURING THE TOTAL KNEE REPLACEMENT

## Bachelor thesis

*Study programme:* B3944 – Biomedical Technology  
*Study branch:* 3901R032 – Biomedical Technology  
*Author:* **Lucie Novotná**  
*Supervisor:* doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.



## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Lucie Novotná**  
Osobní číslo: **Z11000011**  
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**  
Studijní obor: **Biomedicínská technika**  
Název tématu: **Vliv morfologie caput tibia na zavádění totální náhrady kolenního kloubu**  
Zadávací katedra: **Ústav zdravotnických studií**

### Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cíle práce:

1. Rešerše odborné literatury - úvod do problematiky totální náhrady kolenního kloubu, způsoby získávání 3D dat a jejich vyhodnocení;
2. Příprava experimentů - validace naměřených dat;
3. Skenování hlavic tibie pomocí 3D laser skeneru;
4. Vyhodnocení výsledků v CAD systému;
5. Implementace do operačního protokolu.

Teoretická východiska:

Geometrická variabilita hlavice tibie má přímý vliv na úspěšnost zavádění náhrad kolenního kloubu. V současné době se jeví unifikovaný přístup jako nevhodný a vzniká otázka, zda individuálnější přístup během resekce bude mít lepší výsledky na výslednou operaci.

Výzkumné otázky:

1. Je současný používaný přístup resekce správný?
2. Jsou doporučené postupy při zavádění korektní s ohledem na hlavici tibie?
3. Je variabilita hlavice tibie statisticky významná?

Metoda:

Teoreticko-výzkumná práce formou experimentu.

Technika práce, vyhodnocení dat:

Skenování pomocí 3D laser skeneru. Práce dat v CAD softwaru.

Místo a čas realizace výzkumu:


Výzkum bude probíhat v Laboratoři biomedicínských prototypů na budově P, Technické univerzity v Liberci. V období říjen až únor v akademickém roce 2013/2014.

Vzorek:

Počet měřených vzorků je přímo závislý na počtu zapůjčených kostních preparátů caput tibia z Ústavů anatomie jednotlivých LF v ČR.

Rozsah grafických prací:  
Rozsah pracovní zprávy: 50 - 70 stran  
Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická  
Seznam odborné literatury: viz příloha

Vedoucí bakalářské práce: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.  
Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti  
Datum zadání bakalářské práce: 12. září 2013  
Termín odevzdání bakalářské práce: 30. dubna 2014

  
prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs  
rektor



  
Mgr. Marie Froňková  
pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 28. února 2014

# Příloha zadání bakalářské práce

## Seznam odborné literatury:

- [1] KRŠKA, Zdeněk. *Techniky a technologie v chirurgických oborech: vybrané kapitoly*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011, 262 s. ISBN 978-802-4738-154.
- [2] SHIGLEY, Joseph Edward, Charles R MISCHKE a Richard G BUDYNAS. *Konstruování strojních součástí*. 1. vyd. Editor Martin Hartl, Miloš Vlk. Brno: VUTIUM, 2010, 1159 s. ISBN 978-80-214-2629-0.
- [3] FOŘT, Petr a Jaroslav KLETEČKA. *AutoCAD 2010: Učebnice*. Vyd. 1. Brno: Computer Press, 2009, 383 s. ISBN 978-80-251-2181-8.
- [4] ŠLOUF, M., VACKOVÁ T. *Ultravysokomolekulární polyethylen pro kloubní náhrady se zvýšenou životností*. č. 783-790, 2013 *Chemické listy* [online]. Praha: Česká společnost chemická ISSN 0009-2770.
- [5] ŠLOUF, M. *Jak zvýšit životnost kloubních náhrad*. *Zdravotnické noviny: týdeník pro pracovníky ve zdravotnictví* [online]. roč. 2009. ISSN 0044-1996. Dostupné z: <http://www.zdravky.cz/zpravodajstvi/lekarske-listy-plus/jak-zvysit-zivotnost-kloubnich-nahrad>
- [6] KOPEC, Bernard. *Nedestruktivní zkoušení materiálů a konstrukcí: (Nauka o materiálu IV)*. 1. vyd. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2008, 571 s. ISBN 978-80-7204-591-4.
- [7] SEDLÁK, J., PÍŠKA, M. *Výroba implantátů. MM průmyslové spektrum*. 2008. roč. 2008, č. 3, s. 74-75. ISSN 1212-2572.
- [8] NEDOMA, Jiří. *Biomedicínská informatika: II*. 1. vyd. Editor Praha: Karolinum, 2006, 491 s. ISBN 80-246-1227-5.
- [9] VAVŘÍK, Pavel. *Endoprotéza kolenního kloubu: průvodce obdobím operace, rehabilitací a dalším životem*. Vyd. 1. Praha: Triton, 2005, 82 s. ISBN 80-725-4549-3.
- [10] BARTONÍČEK, Jan. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf, 2004, 256 s. ISBN 80-734-5017-8.
- [11] ARLEN D. HANSEN, *Total knee replacement*. Philadelphia: Saunders/Elsevier, 2009. ISBN 14-160-4984-3.

## Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 30.4.2014

Podpis: 

## **Poděkování**

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce doc. Ing. Lukáši Čapkovi, Ph.D. za jeho pomoc, cenné rady a připomínky, kterými přispěl k vypracování této bakalářské práce. V neposlední řadě kladenské firmě Beznoska s.r.o. za poskytnutí interního materiálu a informací pro dosažení výsledků a Lékařské fakultě UK v Hradci Králové za zapůjčení holenních kostí.

Dále bych ráda poděkovala svým rodičům nejen za možnost studia na Technické univerzitě v Liberci, ale také za jejich podporu po celou dobu mého studia.

## Abstrakt

<b>AUTOR</b>	Lucie Novotná
<b>INSTITUCE</b>	UZS - Biomedicínská technika
<b>NÁZEV PRÁCE</b>	Vliv morfologie caput tibia na zavádění totální náhrady kolenního kloubu
<b>VEDOUCÍ PRÁCE</b>	doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.
<b>POČET STRAN</b>	53
<b>POČET PŘÍLOH</b>	0
<b>ROK OBHAJOBY</b>	2014
<b>SOUHRN</b>	<p>Bakalářská práce se zabývá vlivem morfologie hlavice holenní kosti při zavádění totální náhrady kolenního kloubu. První část práce pokládá teoretický základ praktické části. Popisuje anatomii a fyziologii kolenního kloubu a problematiku totální náhrady kolenního kloubu. Dále se věnuje biomechanice kolenního kloubu, druhům implantátů a historii zavádění kolenní náhrady. Praktická část práce se zaměřuje na princip 3D laser skeneru a zpracování dat hlavice tibie pomocí této metody. V této části je uveden postup měření a výsledky jsou zpracovány v tabulce.</p>
<b>KLÍČOVÁ SLOVA</b>	Kolenní kloub, hlavice tibie, totální náhrada kolenního kloubu, 3D skenování, 3D skener, augmentace



## Abstract

<b>AUTHOR</b>	Lucie Novotná
<b>INSTITUTE</b>	UZS – Biomedical technology
<b>THESIS TITLE</b>	The role of caput tibia morphology on the resection during the total knee replacement
<b>SUPERVISOR</b>	doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.
<b>NUMBER OF PAGES</b>	53
<b>NUMBER OF APPENDICES</b>	0
<b>YEAR</b>	2014
<b>SUMMARY</b>	<p>The bachelor's thesis deals with the role of caput tibia morphology on the resection during the total knee replacement. The first part considers the theoretical basis for the practical part. It describes the anatomy and physiology of the knee joint and the issue of a total knee replacement. Also discusses biomechanics of the knee joint, types of implants, and the history of the introduction of knee replacement. The practical part of the thesis focuses on the principle of 3D laser scanner and data processing of the head of the tibia using this method. This section provides a measurement procedure and the results are presented in a table.</p>
<b>KEY WORDS</b>	The knee joint, head of the tibia, total knee replacement, 3D scanning, 3D scanner, augmentation

# Obsah

Seznam obrázků .....	12
Seznam tabulek .....	13
Seznam zkratk .....	14
Úvod .....	15
1 Anatomie kolenního kloubu .....	16
1.1 Kost stehenní (femur, os femoris).....	16
1.1.1 Caput femoris (hlavice kosti stehenní).....	17
1.1.2 Collum femoris (krček kosti stehenní) .....	17
1.1.3 Corpus femoris (tělo kosti stehenní).....	17
1.1.4 Condyli femoris .....	18
1.2 Čěška (patella).....	18
1.3 Tibia (kost holenní).....	18
1.3.1 Condyli tibiae.....	18
1.3.2 Corpus tibiae .....	19
1.3.3 Distální část tibie .....	19
1.4 Menisky .....	19
1.4.1 Meniscus lateralis.....	20
1.4.2 Meniscus medialis .....	20
1.5 Kloubní pouzdro .....	20
1.6 Musculus articularis genus.....	21
1.7 Zesilující vazivový aparát.....	21
1.7.1 Ligamenta kloubního pouzdra .....	21
1.7.2 Zkřížené vazy .....	22
2 Biomechanika kolenního kloubu .....	23
3 Totální endoprotéza kolenního kloubu .....	24
3.1 Historie .....	24
3.2 Rozdělení kolenních endoprotéz.....	25
3.2.1 Cementované implantáty.....	25
3.2.2 Necementované implantáty.....	26
3.2.3 Hybridní implantáty .....	26
3.2.4 Závěsné endoprotézy .....	26
3.2.5 Kondylární (anatomické) endoprotézy.....	27
3.2.6 Unikondylární endoprotézy.....	27

3.3	Výrobní materiál totální endoprotézy kolenního kloubu.....	27
3.3.1	Kovové materiály.....	27
3.3.2	Nekovové materiály .....	29
4	Funkce tvaru.....	31
5	Konstrukční popis endoprotézy kolenního kloubu .....	32
6	Druhy implantátů .....	33
6.1	Primoimplantáty .....	33
6.1.1	Totální náhrada kolenního kloubu typ SVL/SVS.....	33
6.1.2	Totální náhrada kolenního kloubu typ SVL/RP.....	33
6.2	Revizní implantáty.....	34
6.2.1	Totální náhrada kolenního kloubu typu CMS.....	34
6.2.2	Revizní totální náhrada kolenního kloubu typ SVR .....	35
7	Praktická část .....	37
7.1	Princip 3D skenování.....	37
7.1.1	3D skenovací technologie .....	37
7.1.2	Kontaktní skenery .....	38
7.1.3	Bezkontaktní skenery .....	38
7.1.4	Parametry použitého 3D skeneru NextEngine .....	40
7.2	Návrh a postup.....	41
7.3	Definované rozměry holenní kosti .....	44
7.4	Analýza výsledků .....	47
8	Diskuse výsledků .....	49
9	Závěr.....	50
	Seznam použité literatury .....	51

## Seznam obrázků

Obr. 1.	Anatomie kolenního kloubu [19] .....	16
Obr. 2.	Totální náhrada kolenního kloubu [20] .....	24
Obr. 3.	Příklad totální náhrady kolenního kloubu typ SVL/SVS[15] .....	32
Obr. 4.	Femorální komponenta typ SVL/SVS [15] .....	33
Obr. 5.	Nákres femorální komponenty typu SVL/RP [16] .....	34
Obr. 6.	Nákres totální endoprotézy kolenního kloubu typ CMS [17] .....	34
Obr. 7.	Nákres femorální komponenty typ CMS [17] .....	35
Obr. 8.	Nákres totální endoprotézy kolenního kloubu typ SVR [18] .....	35
Obr. 9.	Nákres femorální komponenty typ CMS [18] .....	36
Obr. 10.	3D laser skener NextEngine [21] .....	41
Obr. 11.	Upevnění holenní kosti v otočném stojanu [autor] .....	42
Obr. 12.	Detail v SD kvalitě nahoře, detail v HD kvalitě dole [autor] .....	43
Obr. 13.	Nekvalitně naskenovaný model kosti[autor] .....	43
Obr. 14.	Holenní kost upevněná ve stojanu [autor] .....	44
Obr. 15.	Rozměry pro pohlavní diagnózu holenní kosti [22] .....	46

## Seznam tabulek

Tab.1:	Parametry NextEngine .....	40
Tab.2:	Tabulka rozměrů pro průměr pohlavní diagnózy holenní kosti .....	47
Tab.3:	Výsledky analýzy rozměrů kondylů holenní kosti .....	47

## Seznam zkratek

Lig	ligamentum
3D	trojdimenzionální
SW	software
HD	high definition, vysoké rozlišení
SD	standard definition
CAD	computer-aided design, počítačem podporované projektování
CAM	computer-aided manufacturing, počítačová podpora obrábění
CAE	computer-aided engineering
CMM	coordinate-measuring machine
NURBS	non-uniform rational basis spline
NC	numerical control
CNC	computer numeric control
PE	polyethylen
.stl	stereolithography
.iges	initial graphics exchange specification

## Úvod

Pohyb pozitivně působí na zdraví člověka, pomáhá zlepšovat jeho fyzickou kondici a psychickou zdatnost. Ne vždy si ale lidé mohou tento komfort dopřát. Jedná se o případy těžkého zranění nebo závažných degenerativních chorob kloubních spojení, včetně kloubů kolenních. Pro pacienta s onemocněním kolenního kloubu, který má pokročilé degenerativní změny je konzervativní léčba již neúčinná. Proto je nezbytné přistoupit k aloplastice kolenního kloubu, jedná se o částečnou nebo úplnou rekonstrukci kolenního kloubu za použití cizího materiálu.

První kolenní náhrada byla implementována v 60. letech. Od té doby proběhl značný progres ve vývoji implantátů a materiálů, ze kterých jsou vyrobeny. V současné době se jeví unifikovaný přístup jako nevhodný a vzniká otázka, zda individuálnější přístup během resekce bude mít lepší výsledky na výslednou operaci.

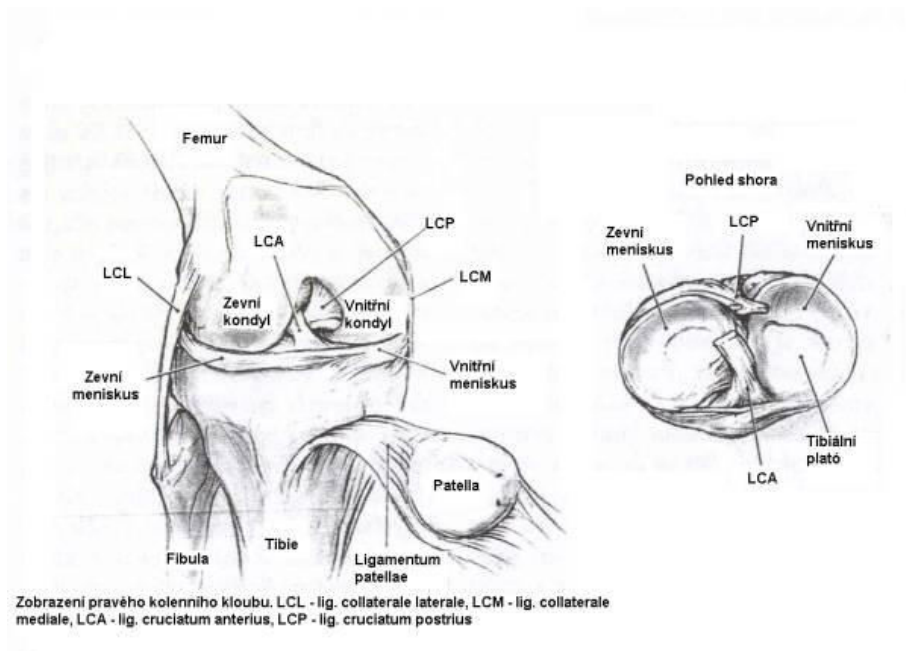
Cílem rekonstrukce pomocí individuálních implantátů je dosažení plnohodnotné funkce a přirozeného vzhledu. Snahou takovéto rekonstrukce je optimálně nahradit ztracené anatomické struktury, obnovit narušenou funkci. Pro dosažení kvalitní osteointegrace je nezbytné zajistit optimální podmínky pro vhojení implantátu. Úspěšnost rekonstrukce poškozených kloubů pomocí individuálních náhrad závisí na pečlivém vyšetření pacienta, doplněné kvalitním diagnostickým zobrazením, ve správné indikaci i volbě léčby a dokonalém operačním a protetickém ošetření. Velmi úzká spolupráce mezi lékařem, technikem a výrobcem a v neposlední řadě pacientem je důležitá jak během vlastního ošetření, tak při následné rekonvalescenci.

Geometrická variabilita hlavice tibie má přímý vliv na úspěšnost zavádění náhrad kolenního kloubu. Cílem této práce je zaměření na funkci holenní kosti při totální náhradě kolenního kloubu. Získání dat pomocí 3D laserového skeneru a osvojení této techniky, vytvoření modelů holenní kosti a následné vyhodnocení výsledků v CAD systému.

Bakalářská práce má dvě části. Teoretickou a výzkumnou. V teoretické části je popsána anatomie a biomechanika kolenního kloubu. Dále se zaměřuje na druhy implantátů. Výzkumná část je zaměřena na validaci naměřených dat.

# 1 Anatomie kolenního kloubu

Kolenní kloub (articulatio genus) je považován za největší a nejsložitější kloubní spojení v lidském těle (viz Obr. 1). Jedná se o kloub, který je celý život vystavený vysokému zatížení, a proto se nazývá také jako kloub zátěžový. Stýkají se v něm tři kosti (femur, patella a tibia), kde jsou mezi styčnými plochami femuru a tibie umístěny kloubní menisky. Femur s tibií tvoří kloub femorotibiální a femur s patellou tvoří kloub femoropatelní. Kloubní vazy a silné svaly, které se zde upínají nebo začínají, zajišťují stabilitu kloubu. Tvar kloubních ploch neumožňuje charakterizovat kloub, neboť kondyly mají v různých rovinách různé zakřivení.



Obr. 1. Anatomie kolenního kloubu [19]

## 1.1 Kost stehenní (femur, os femoris)

Kost stehenní je největší a nejsilnější kost v lidském těle a je vystavena velkému zatížení. Jedná se o párovou kost a rozeznávají se čtyři základní části.



### **1.1.1 Caput femoris (hlavice kosti stehenní)**

Caput femoris nese kloubní plochu odpovídající asi třem čtvrtinám plochy koule. Hlavice má průměr kolem 4,5 cm. Na vrcholu hlavice, mírně dorsálně, se nalézají jamka fovea capitis femoris, kde se upíná nitrokloubní vaz (lig. capitis femoris).

### **1.1.2 Collum femoris (krček kosti stehenní)**

Společně s corpus femoris svírá krček kosti stehenní kolodíafyzární úhel o průměrné hodnotě 125°. Při pootočení krčku o 10° dopředu vůči frontální rovině se mluví o torsním úhlu. Rovina je určena postavením kondylů.

### **1.1.3 Corpus femoris (tělo kosti stehenní)**

Tělo kosti stehenní tvoří diafýzu kosti. Na průřezu je tělo okrouhlé a na kraniálním konci vybíhají dva hrboly (trochantery). Trochanter major (velký chocholík) je umístěn laterokraniálně. Trochanter minor (malý chocholík) je umístěn na straně mediální, vybíhá mediálně a dozadu. Na vnitřní ploše velkého trochanteru se nachází vyhloubení fossa trochanterica. Oba trochantery v podobě drsné čáry vpředu spojuje linea intertrochanterica. V zadní části pak spojuje trochantery vyvýšená hrana crista intertrochanterica. Tělo femuru je mírně prohnuté a sbíhá šikmo mediokaudálně od trochanteru.

Na corpus femoris se rozlišují další útvary. Je jím linea pectinea, krátká vyvýšenina umístěná pod chocholíkem, slouží jako úpon pro musculus pectineus. Linea aspera je drsná linie, sbíhající proximodistálně do středu dorsální části těla femuru. Tato čára je tvořena dvěma souběžnými liniemi: labium mediale et labium laterale. Mezi těmito liniemi se rozprostírá facies poplitea, která je distálně ukončená hranou linea intercondylaris a spojuje oba kondyly. Distální konec těla kosti stehenní se rozšiřuje v hrboly na obě strany. Na zevní straně je umístěn epicondylus lateralis (zevní epikondyl) a na vnitřní straně epicondylus medialis (vnitřní epikondyl).

#### **1.1.4 Condyli femoris**

Distální části kosti stehenní zakončují svými zaoblenými kloubními plochami condyli femoris. Na vnitřní straně je to condylus medialis, na zevní straně condylus lateralis. Vzadu oba kondyly odděluje fossa intercondylaris, vpředu pak oba kondyly spojuje prohnutá kloubní plocha facies patellaris [1],[5].

### **1.2 Čěška (patella)**

Patella se nachází v úponové šlaše čtyřhlavého svalu stehenního. Tvarem jí lze přirovnat k trojúhelníku. Považuje se za největší sezamskou kost v těle. Na čěšce jsou popisovány čtyři základní části. Facies anterior (přední plocha) je zakryta úponovou šlachou musculus quadriceps femoris. Zadní plocha facies articularis je na svém povrchu potažena silnou vrstvou chrupavky a hraničí s facies patellaris. Tato plocha se dále rozděluje na dvě fasety, podélně zalomené. Laterální faseta je širší a v poměru je velikost se sklonem obou faset individuálně značně variabilní. Širší proximální okraj kosti představuje basis patellae, distální zašpičatělý úsek pak apex patellae.

### **1.3 Tibia (kost holenní)**

Kost holenní se skládá ze tří základních částí:

#### **1.3.1 Condyli tibiae**

Tvar kloubních ploch se rozlišuje na dvě části. Plocha mediálního kondylu je oválná a vyhloubená. Plocha laterálního kondylu je menší, okrouhlá a plochá, téměř rovná. Uprostřed mezi oběma kloubními plochami vyčnívá eminentia intercondylaris. Vleklé okrsky, které se nacházejí před eminentia intercondylaris a za ní: area intercondylaris anterior a area intercondylaris posterios, jsou místa úponů zkřížených vazů kolenního kloubu. Kloubní ploška, která slouží jako spojení s hlavicí fibuly se nazývá facies articularis fibularis. Je umístěna šikmo zdola zezadu pod laterálním kondylem. Další útvar uložený na přední straně mezi kondyly je popisován jako mohutná drsnatina

tuberositas tibiae. Upíná se na ni šlacha čtyřhlavého stehenního svalu a nazývá se ligamentum patellae.

*„Na bok vnitřního kondylu se upínají snopce vnitřního postranního vazu kolenního kloubu a části šlach m. semitendinosus a m. semimembranosus.“ (Čihák, 2011, s. 267)*

### **1.3.2 Corpus tibiae**

Tělo kosti holenní má trojboký tvar. Přední hrana margo anterior je hmatná pod kůží. Laterální hrana margo interosseus je obrácená proti fibule a připojují se zde vazy. Vyvýšená drsná čára na zadní ploše tibie linea musculi solei se nachází šikmo dolů od laterálního kondylu. Začíná na ní musculus soleus.

### **1.3.3 Distální část tibie**

Distální část tibie rozlišuje několik útvarů. Na vnitřní straně vychází ve výběžek vnitřní kotník malleolus medialis. Šlachy svalů z bérce do chodidla probíhají za vnitřním kotníkem v zářezu sulcus malleolaris. Místo skloubení s kostí hlezenní je na kloubní ploše facies articularis inferior na distálním konci tibie. Facies articularis malleoli medialis je navazování kloubní plochy z distálního konce tibie na přilehlou plochu vnitřního kotníku [1], [5], [7].

*„Variace tibie se obvykle projevují v individuálně měnlivém úhlu retroverse (reklince) tibie. Variací těla tibie může být změna tvaru; tělo pak je na průřezu předozadně oválné, ze stran oploštělé, bez výrazných hran.“ (Čihák, 2011, s. 269)*

## **1.4 Menisky**

Menisky se rozlišují na tři hlavní části: přední roh, střední roh a zadní roh. V jednom kolenním kloubu se nacházejí vždy dva menisky, které se navzájem odlišují tvarem i velikostí. Menisky jsou popisovány jako lamely srpkovitého tvaru. Funkcí menisků je vyrovnávat tzv. inkongruenci, styčné plochy stehenní a holenní kosti do sebe navzájem nezapadají. Cípy menisků umístěné na tibii se upínají do area intercondylaris anterior et posterior. Ke kloubnímu pouzdru je připojen obvod menisků.

Mezi hlavní a nejdůležitější funkce menisků patří: rovnoměrné rozložení tlakových sil, tlumení nárazů, stabilizační funkce při poranění předního zkříženého vazů a napínání kloubního pouzdra a zároveň zabránění jeho uskřínutí.

#### **1.4.1 Meniscus lateralis**

Přední roh laterálního menisku je upevněn v těsné blízkosti předního zkříženého vazů. Zadní roh je upevněn na plochu ležící v area intercondylaris posterior a na zadní část okraje tuberculum intercondylare laterale. Meniscus lateralis má tvar písmene „O“. Zadním obvodem je spojen pomocí kloubního pouzdra s musculus popliteus. Tím dochází k ovlivňování pohybu tohoto svalu.

Meniscus lateralis je v porovnání s meniscus medialis menší, avšak pokrývá téměř celou plochu laterálního kondylu kromě malé centrální části. Výška laterálního menisku se pohybuje v rozmezí 4,5 mm až 6 mm. Šířka je přibližně stejná okolo 13 mm.

#### **1.4.2 Meniscus medialis**

Mediální meniskus je spojen se zadní částí vnitřního kolaterálního vazů. Ve své dorsomediální části je napojen na přední část úponové šlachy musculus semimembranosus a tím ovlivňuje pohyb tohoto svalu. Meniscus medialis je větší než meniscus lateralis. Úpony obou rohů jsou od sebe více vzdáleny, a proto má meniskus tvar písmene „C“ [1], [5], [9], [11].

### **1.5 Kloubní pouzdro**

Kloubní pouzdro se upíná na femuru ve vzdálenější části kloubních ploch, dále na tibií a na patelle při okraji kloubních ploch. Na epikondylech kosti stehenní jsou připojeny klouby a vazy - z tohoto důvodu se zde pouzdro nenachází. Recessus suprapatellaris je záhyb, který pouzdro vyklenuje vpředu nad patellou. Tíhový váček bursa suprapatellaris, který se také v této části nachází a je umístěn nad recessus suprapatellaris s ním splývá a tím jej zvětšuje [5].

## **1.6 Musculus articularis genus**

Musculus articularis genus představuje samotný štíhlý sval umístěný pod musculus quadriceps femoris. Tento sval sestupuje od přední strany kosti stehenní k recessus suprapatellaris kloubního pouzdra. Při pohybu táhne pouzdro vzhůru a napíná jej, tím zabraňuje skřípnutí kloubního pouzdra mezi kloubní plochy [5].

## **1.7 Zesilující vazivový aparát**

Zesilující aparát kolenního kloubu je tvořen dvěma typy ligament. Jsou to ligamenta kloubního pouzdra a nitrokloubní vazy spojující femur s tibií.

### **1.7.1 Ligamenta kloubního pouzdra**

Nejdůležitější šlacha musculus quadriceps femoris se nachází vpředu kloubního pouzdra a je připojena na česku. Ligamentum patellae je místo, které tvoří zanoření hrotu patelly. Ligamentum navazuje na šlachu musculus quadriceps femoris. Vazy stabilizující patellu se nazývají retinaculum patellae mediale et laterale a vedou jako pruhy podélně po obou stranách patelly od musculus quadriceps femoris až k tibií.

Vnitřní postranní vaz (ligamentum collaterale tibiale) je tvořen svislými a v zadní části šikmými vazivovými vlákny, které začínají na vnitřním epikondylu femuru a směřují k holenní kosti, kde se také upínají. Tento vaz je plochý, široký a v zadní části přirůstá ke kloubnímu pouzdru a mediálnímu menisku. Řadí se ke stabilizátorům kolenního kloubu.

Zevní postranní vaz (ligamentum collaterale fibulare) je oválný svazek ubírající se od vnějšího epikondylu směrem k hlavičce fibuly. Stejně jako vnitřní vaz se řadí ke stabilizátorům kolenního kloubu.

### 1.7.2 Zkřížené vazy

Nitrokloubní zkřížené vazy jsou považovány za nejmohutnější stabilizátory kolenního kloubu. „Jsou uloženy ve *fossa intercondylaris femoris* mezi dvěma listy synoviální membrány, které se na přední ploše předního zkříženého vazu spojují.“ (Bartoniček, Heřt, 2004, s.186)

Na vnitřní straně laterálního kondylu začíná přední zkřížený vaz (ligamentum cruciatum anterius) a upevňuje se na přední interkondylární plochy. Vaz se rozděluje na dvě části. Anteromediální část je delší, slabší a tvoří přední horní okraj vazu. Posterolaterální část je naopak kratší a silnější, tvoří spodní dorzální okraj vazu. Při flexi v úhlu 90° se obě části kříží ve svém středu.

Zadní zkřížený vaz (ligamentum cruciatum posterius) začíná na zevní straně mediálního kondylu a upevňuje se na zadní interkondylární plochy (area intercondylaris posterior). Nejslabší část je ve střední části a kaudálním směrem se rozšiřuje. Zde je vaz možné rozdělit také na dvě části. Kratší a silnější část se nazývá posteriomedialní. Slabší a delší část se nazývá anterolaterální.

Oba tyto vazy jsou přibližně stejně dlouhé, ale zadní zkřížený vaz je silnější než vaz přední. Může být tedy považován za nejsilnější kolenní vaz [1], [5], [12].

## 2 Biomechanika kolenního kloubu

Kolenní kloub se považuje na nejvíce složitý a nejvíce opotřebovávaný kloub v lidském těle. Pohyb v kolenním kloubu je kombinací valivého pohybu, rotace a posunů. Za základní postavení kolenního kloubu se považuje úplná extenze. V porovnání s kyčelním kloubem má kloub kolenní ve větší míře komplikovanější hybnost. Při tomto postavení jsou napínány postranní vazy a všechny vazivové útvary uložené na zadní straně kloubu. Tento stav je označován jako „*uzamčené koleno*“.

Rozlišuje se základní pohyb kolenního kloubu: flexe a zpětná extenze. Pohyb z flexe do extenze a zpět je značně složitý a je popisován takto:

Počáteční (iniciální) rotace je provázena začínající flexí v prvních pěti stupních pohybu. Při tomto stavu se tibie točí směrem dovnitř. Osa tohoto pohybu vychází z kloubní hlavice femuru od středu vnějšího kondylu. Dochází k otáčení vnějšího kondylu a zároveň posunutí vnitřního kondylu. Tento stav se popisuje jako „*odemknutí kolene*“. Následuje valivý pohyb, který probíhá v meniskofemorálních kloubech. To znamená, že se femur odvaluje po plochách tibie a menisků. V závěrečné fázi se pohyb ukončuje posuvným pohybem, který dokončí flexi. Konečná fáze flexe je spojena s posuvným pohybem v meniskotibiálním kloubu.

Extenze je pak opačný děj a celý proces se odehrává v opačném směru až k finální rotaci, kdy tibie touto zevní rotací způsobí opětovné „*uzamčení*“ kolene. Při flexi je pohyb zajišťován zkříženými vazy, které zabraňují nežádoucím pohybům.

Rozsah flexe je v rozmezí 130 – 160°. Aktivně ji lze však provést maximálně do 140°. Toto omezení je způsobeno omezením stehenními a lýtkovými svaly. Zbývajících 20° lze provést pasivně např. při dřepu. Pokud extenze dosáhne základního postavení („*uzamčení*“ kloubu), je tu možnost pokračování tohoto jevu o dalších 5° do tzv. hyperextenze. Ve výjimečných případech může být větší než 5°, avšak u zdravého kloubu by neměla přesahovat 15°. Patela je při flexi posouvána distálním směrem a při extenzi naopak proximálním směrem [3], [4], [5], [7], [8], [13].

### 3 Totální endoprotéza kolenního kloubu

Implementace totální endoprotézy se řadí mezi nejpřevratnější operační metody v oblasti chirurgie. Pacienty s kloubním onemocněním postihují nepříjemné bolesti a dochází k postupné ztrátě správné funkce kloubu. Poškozený kloub se tedy nahrazuje implantátem v podobě totální endoprotézy kolene (viz Obr. 2). To vede k postupnému ústupu bolesti a návratu správné funkce kolene [13].



*Obr. 2. Totální náhrada kolenního kloubu [20]*

#### 3.1 Historie

Historicky první pokus o náhradu lidského kolenního kloubu umělou náhradou byla implementace závěsného typu endoprotézy navržená Gluckem. Celkem tři operace této kloubní náhrady byly popsány a publikovány. Endoprotéza byla vyrobena ze slonové kosti, fixována pomocí pemzy, sádky, kalafuny a poniklovaných hřebů.

Profesor Seedhom v roce 1952 voperoval závěsnou kloubní náhradu. Ta nahrazovala distální třetinu stehenní kosti a horní část holenní kosti, byla vyrobena z dentakrylátového polymeru. Fixace obou komponent byla provedena ocelovými dlahami a šrouby. Tento typ umělé kloubní náhrady prošel několika modifikacemi a používá se dodnes.

V roce 1968 zavedl Gunston implementaci bezzávěsového polycentrického modelu.



*„Tím byla otevřena nová éra kolenní rekonstrukce a tak počátkem sedmdesátých let začíná exploze vývoje nových typů kolenních náhrad. Prvními implantovanými nezávesnými náhradami byly nové typy Sheehan, 1971, Gschwend, 1972, Attenborough, 1973 a sférický typ, 1973.“* (Beznoska, 1987, s. 28)

Obecně k historii vývoje umělých endoprotéz kolenního kloubu lze říci, že k zásadnímu obratu došlo poté, co na konci padesátých let Charnley zavedl „low-friction arthroplasty“.

Díky komplikovanosti anatomických a biomechanických poměrů v kolenním kloubu se můžeme setkat se značným počtem různých variant modelů kolenních endoprotéz [4].

*„Mnohotvárnost modelů a značný počet originálních konstrukčních prvků činí náhradu kolenního kloubu zásadně odlišnou od náhrady kloubu kyčelního“* (Beznoska, 1987, s. 30)

## **3.2 Rozdělení kolenních endoprotéz**

Kloubní náhrady kolenního kloubu se rozdělují dle různých kritérií do několika skupin.

### **3.2.1 Cementované implantáty**

Typy implantátů, které se při operaci upevňují a fixují pomocí vrstvy kostního cementu (polymethylmetakrylát). Kostní cement proniká z jedné strany do přilehlé kostní tkáně a na straně druhé přiléhá k implantátu. Tato metoda se používá u komplikovaných a rizikových případů. Dle zkušeností kostní cement velice dobře fixuje implantát v kostní tkáni, díky schopnosti vyrovnávání nerovností. Nesmírnou výhodou těchto implantátů je možnost aplikování kontrastních látek či antibiotik do kostního cementu a tím zvýšit ochranu proti infekcím a usnadnit průběh operace. Další velká výhoda kostního cementu je snížení krevních ztrát během operačního zákroku, dochází zde k uzavření spongiózních ploch.

Mezi nevýhody použití kostního cementu se uvádí vedlejší účinky zbytkového tekutého monomeru. Uvolňuje se do organismu v průběhu polymerizace a tím dochází ke zvýšení teplot, což může způsobovat nekrotické poškození kostní tkáně. Velké pro-

blémy způsobuje kostní cement při revizních operacích, kdy dochází k rozsáhlému poškození spongiozní kosti.

### **3.2.2 Necementované implantáty**

Spojení implantátu a kosti je v tomto případě realizováno bez pomoci kostního cementu. Předpokladem necementované fixace je použití takového materiálu, který je vhodný k použití ke spojení implantátu a kosti. Při použití této metody je povrch implantátu „zdrsněn“ a během operačního zákroku vsazen do kosti. V tomto případě se jedná o tzv. primární stabilitu a mechanickou fixaci. Pro tento typ náhrady bylo vyvinuto několik technologií a postupů umožňujících přímé prorůstání kostní tkáně speciálně upravenou kloubní náhradou. Spojení kostí pomocí prorůstání kostních struktur a implantátu se nazývá osteointegrace. Zajišťuje sekundární stabilitu a biologickou fixaci. Pro lepší fixaci se povrch implantátu pokrývá například vrstvou strukturovaného porézního kovu o stejném složení jako implantát. Další možností jsou implantáty s keramickými vložkami obsahující látky schopné podílet se na tvorbě kostní tkáně. Jde o kombinaci mechanické a chemické vazby.

Proces operace u necementovaných implantátů je mnohem náročnější na přesnost opracování povrchu kostí. V tomto případě je velice důležitá kvalita a vitalita kostní tkáně. Velkou výhodou typu této náhrady je jednodušší průběh revizních operací. Nevýhoda je vysoká pořizovací cena a vyšší krevní ztráty v průběhu operace.

### **3.2.3 Hybridní implantáty**

Jedná se o kombinaci cementovaného a necementovaného implantátu. Hybridní implantát využívá bezcementovanou komponentu na femuru a cementovanou komponentu na tibii. Výhodou implantátu je omezení problému s opracováním kostní tkáně.

### **3.2.4 Závěsné endoprotézy**

Spojení části tibie a femuru se provádí pomocí čepů. Toto spojení zajišťuje pohyb pouze v jedné rovině a zamezuje rotaci kloubu. Výhodou je dobrá vnitřní stabilita. Závěsná kloubní náhrada se používá při revizních operacích a v případech rozsáhlejší

deformace, které jsou spojeny s osovou nestabilitou. Nevýhodou závěsného implantátu je nutnost odstranění většího množství kostní tkáně, kterou provází různé komplikace.

### **3.2.5 Kondylární (anatomické) endoprotézy**

V tomto typu není femorální část spojena s tibiální částí a tím je umožněn větší rozsah pohybu. K implementaci kondylární endoprotézy je nutná pouze minimální resekce kosti. Endoprotéza je vyráběna obvykle ve dvou variantách. Standardní varianta předpokládá zachování zkřížených vazů. Totální varianta má centrální výběžek, který nahrazuje funkci zkřížených vazů. Fixaci zajišťuje dřík ve tvaru „I“.

### **3.2.6 Unikondylární endoprotézy**

Unikondylární náhrady se využívají v případě poškození jednoho kondylu femuru. Zde je výhodou menší invazivnost zákroku, kratší operační čas a rychlejší rehabilitace [4], [7], [8], [9].

## **3.3 Výrobní materiál totální endoprotézy kolenního kloubu**

Požadavky na materiál jsou velmi vysoké a přísné. Mezi nejdůležitější kritéria na použitý materiál patří biokompatibilita, maximální životnost, vyšší pevnostní vlastnosti než měla původní kost a minimalizování únavy materiálu.

### **3.3.1 Kovové materiály**

Kov a jeho slitiny představují nejvýznamnější skupinu materiálů používaných ve výrobě kloubních náhrad. Příčinou je fakt, že kovové materiály vykazují dobré mechanické a chemické vlastnosti. Obecně lze říci, že vlastnosti kovů závisí na uspořádání atomů v krystalové mřížce. K základním kovům se přidávají legující prvky, které vytvářejí slitiny. Na slitiny používané k výrobě kloubních náhrad se kladou vysoké nároky z hlediska kombinace přídatných a základních prvků, protože životnost endoprotézy

kolenního kloubu závisí na vhodné kombinaci kovových materiálů. Mezi nejčastěji používané materiály patří:

- Korozi-vzdorná ocel typu Cr-Ni-Mo

Korozi-vzdorná ocel se řadí mezi nejčastěji využívanou z důvodů nízkých nákladů a snadného technického zpracování. Její použití je běžné ve stavu po rozpouštěcím žíhání. Jde o proces, kdy je ocel zpracována při vysokých teplotách 1000°C až 1500°C a následně ochlazena ve vodě nebo vzduchu. Tímto procesem s pomocí dalších procedur lze docílit vyšší pevnosti. Tento typ oceli není náchylný na plastické lomy. Materiální únavě se zabráňuje zvýšením meze kluzu, pevnosti a důrazu na homogenitu materiálu.

- Slitiny na bázi Co-Cr-Mo

Tento typ slitin se používá zejména díky jejich biokompatibilitě, dobrému technologickému zpracování a korozi-vzdornosti. Tvářením slitiny za tepla lze docílit lepších mechanických vlastností. Jednou z nejvýznamnějších výhod tohoto typu slitin je vysoká odolnost proti opotřebení. Nevýhodou je vysoká cena implantátu.

- Titan a jeho slitiny

Titan se vyznačuje relativně malou hustotou a vysokou korozi-vzdorností. Technologický proces výroby titanového polotovaru je však složitý a nákladný. Čistý titan je prvek, který je velmi plastický, avšak nepatrným přidáním příměsí zvyšuje pevnost a snižuje plasticitu. Prvky kyslík, dusík a vodík jsou prvky, které zvyšují únavu materiálu. Z tohoto důvodu je nutné provádět výrobu titanových slitin ve vakuu. Za nejvhodnější slitinu se považuje slitina titanu a hliníku či slitina titanu a vanadu. Jako další vhodné prvky je nutné zmínit Mo, Mn, Cr a C.

### 3.3.2 Nekovové materiály

- Plasty

Plasty jsou makromolekulární látky (polymery). Jsou tvořeny makromolekulárními řetězci. To jsou dlouhé molekuly s opakující se základní strukturou. Plasty elementárně dělíme na přírodní nebo syntetické. Nejvhodnějším plastovým materiálem pro výrobu kloubních náhrad se ukázal nízkotlaký polyetylen. Strukturou je mnohem pravidelnější než u jiných způsobů výroby následkem čehož se vyznačuje lepšími mechanickými vlastnostmi. Hlavní výhodou použití polyetylenu je zejména jednoduché zpracování, vysoká odolnost proti opotřebení, biokompatibilita a nízký součinitel tření. V dnešní době se nejlépe osvědčil ultravysokomolekulární polyetylen, který se vyznačuje nejvhodnějšími vlastnostmi (nízký součinitel tření, vysoká hodnota vrubové houževnatosti, odolnosti proti opotřebení). Nevýhodou je nutnost sterilizace při nízkých teplotách. Sterilizaci je nutné provést pomocí ozáření gama paprsky.

- Keramika

Keramický materiál lze definovat jako anorganickou nekovovou látku. Složení je z přírodních a chemických sloučenin. Ty jsou vyráběné z práškových surovin a následně zpevněny žárovým procesem, kdy dochází k tzv. slinování a tím se zvyšuje pevnost. Keramiku lze obecně rozdělit na oxidovou, uhlíkovou, zinkovou, silikonovou a směsnou. Nevýhodou keramiky je křehkost. Nejvhodnější kombinace se využívá s ultravysokomolekulárním polyetylenem.

- Kompozitní materiály

Kompozitní materiály se vyznačují pevností, ale zároveň i houževnatostí a dalšími výhodnými vlastnostmi jako je například vysoký modul pružnosti. Skládají se nejčastěji ze dvou složek jiného chemického složení [4], [7], [8], [9], [10], [12].

*„Za složku (fázi) se považuje každá chemicky a fyzikálně definovaná složka*

*kompozitního systému, která je od ostatních složek oddělena fázovým rozhraním. S výjimkou speciálních případů tedy nejde o heterogenní systémy vzniklé vylučováním sekundárních fází, s nimiž se setkáváme např. ve slitinách kovů“*  
(Beznoska, 1987, s. 150)

## **4 Funkce tvaru**

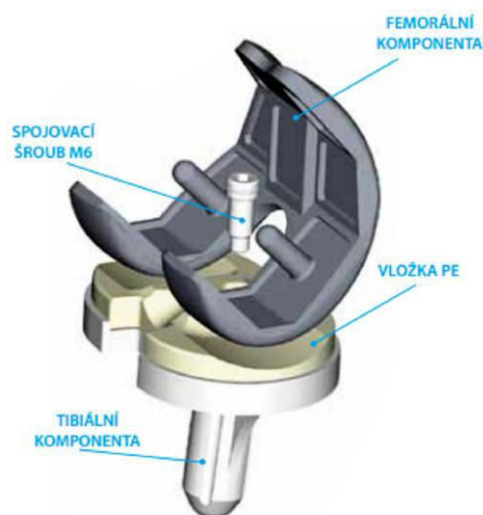
Kloubní náhrada musí tvarově plnit dvě základní funkce. První funkce je schopnost náhrady a druhá funkce je spolehlivé ukotvení v kloubním sektoru skeletu. Umělé kloubní endoprotézy mají dvě části: část funkční a část kotvící.

Napodobení anatomické struktury kolenního kloubu, jak již bylo řečeno je velmi obtížné. Každý jednotlivý kloub z anatomického hlediska je originálem. Dále je nutné radikálně respektovat požadavek na tvarové vyplnění prostoru původního kloubu v měkkých tkáních. Nevyplnění těchto prostorů způsobuje zhoršení hojivých procesů, kdy krevní výron vyplní prázdné prostory a zvyšuje tím riziko infekce [4].

## 5 Konstrukční popis endoprotézy kolenního kloubu

Femorální komponenta, která v maximální možné míře imituje tvar femorálních kondylů, je rozdělena na kontaktní (artikulační) plochu a na plochu fixační. Komponenta je vyrobena z kovového materiálu a na její ventrální straně se nachází artikulační plocha na česku. Ke stabilnímu ukotvení slouží dvojitý profil, což je systém malých a velkých výstupků. Malé výstupky slouží k lepšímu kontaktu cementimplantátu. Velké výstupky zajišťují přesnost usazení implantátu v kosti a stabilitu.

Tibiální komponenta je prováděna ve dvou provedeních – standardní a totální. Standardní provedení se vyznačuje centrálním výřezem, který umožňuje zachovat interkondylickou eminenci s úpony zkřížených vazů. Plocha pro fixaci je tvořena řadou výstupků a drážek. Systém umožňuje kvalitní fixaci v kostním cementu s použitím minimálního množství. Totální provedení tibiální komponenty má na kontaktním platě centrální výběžek. Ten nahrazuje zkřížené vazy a omezuje rotace ve flexi a extenzi. Fixační plocha je tvořena také dvojitým profilem. Dřík ve tvaru „I“ zlepšuje stabilitu a ukotvení tibiální komponenty v kosti. Kotvící část se vyrábí v několika šířkách a umožňuje tak vyrovnávat větší osové deformace [11].



Obr. 3. Příklad totální náhrady kolenního kloubu typ SVL/SVS[16]

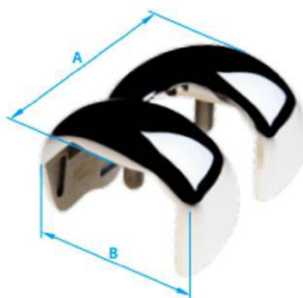


## 6 Druhy implantátů

### 6.1 Primoimplantáty

#### 6.1.1 Totální náhrada kolenního kloubu typ SVL/SVS

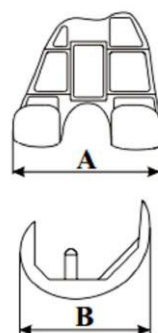
Typ kloubní náhrady SVL/SVS je určen pro operace, které zachovají funkci zadního zkříženého vazů. Další možností této náhrady je řešení defektů femoropatelárního a femorotibiálního kloubu. Femorální část je vyrobena z kobaltové slitiny, tibiální část a patela jsou vyrobeny z titanové slitiny, vložka PE (polyetylen) je z ultravysokomolekulárního PE [16].



*Obr. 4. Femorální komponenta typ SVL/SVS [16]*

#### 6.1.2 Totální náhrada kolenního kloubu typ SVL/RP

Implantát typu SVL/RP umožňuje jednoduchou fixaci při minimální kostní resekci [17].

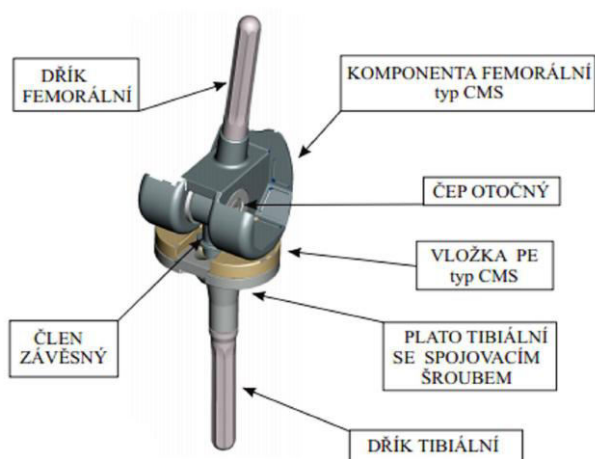


Obr. 5. Nákres femorální komponenty typu SVL/RP [17]

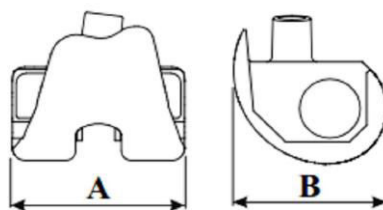
## 6.2 Revizní implantáty

### 6.2.1 Totální náhrada kolenního kloubu typu CMS

Tento typ se využívá jako revizní implantát zejména v případech, kdy se u pacientů vyskytnou deformační změny a těžká instabilita kolenního kloubu nebo u pacientů s kostními nádory v oblasti kolene. Implantát se skládá z následujících komponent: femorální komponenta typu CMS, tibiální komponenta typ CMS, artikulační vložka typ CMS, člen závěsný, otočný čep, femorální dřík typ SVR a tibiální dřík typ SVR [18].



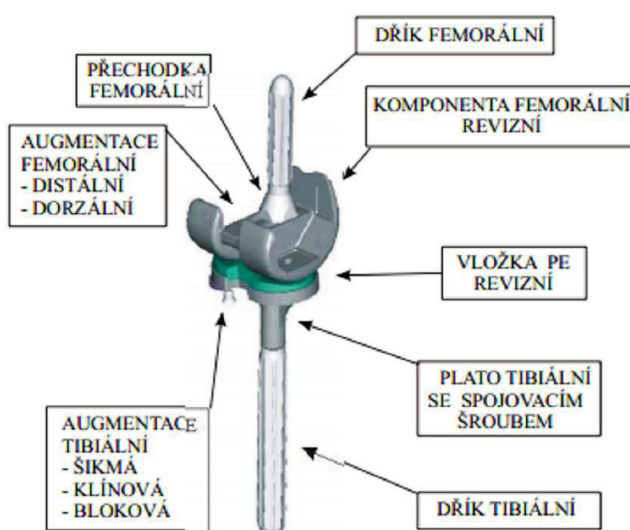
Obr. 6. Nákres totální endoprotézy kolenního kloubu typ CMS [18]



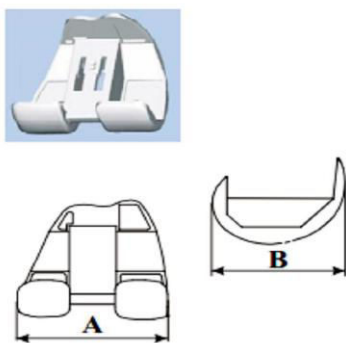
Obr. 7. Náskres femorální komponenty typ CMS [18]

### 6.2.2 Revizní totální náhrada kolenního kloubu typ SVR

Cementovaný revizní implantát s dorsální stabilizací nahrazuje zadní zkřížený vaz. Implantát je určen pro revizní operace, kdy došlo k uvolnění komponent s velkými kostními ztrátami nebo v případě vazivové instability. Náhrada se skládá z těchto částí: femorální komponenta typ SVR, tibiální komponenta typ SVR, artikulační vložka typ SVR, femorální dřík typ SVR + femorální přechodka, tibiální dřík typ SVR a další volitelné komponenty [18].



Obr. 8. Náskres totální endoprotézy kolenního kloubu typ SVR [19]



*Obr. 9. Nákres femorální komponenty typ CMS [19]*

## 7 Praktická část

### 7.1 Princip 3D skenování

S nárůstem popularity CAD systémů se stalo reverzní inženýrství více realizovatelnou cestou k vytvoření 3D virtuálního objektu existující fyzické součásti pro využití v nejrůznějších 3D programech jako CAD, CAM, CAE atd. Proces reverzního inženýrství zahrnuje měření objektu a jeho rekonstrukci jako 3D modelu. Fyzické modely mohou být měřeny s využitím 3D skenovacích technologií jako laserové skenery, strukturované světelné digitalizéry nebo počítačová tomografie. Naměřená data jsou většinou reprezentována jako mračna bodů, a proto bývají často zpracována a převedena do použitelného formátu jako trojúhelníková síť, NURBS plochy nebo CAD model.

#### 7.1.1 3D skenovací technologie

Nejjednodušší cesta přenosu reality do digitální podoby je s využitím 3D skeneru. Využívá se jak ve strojírenství, tak v lékařství v oblasti rekonstrukcí.

3D skenery lze rozdělit z několika hledisek:

1. Dle přístupu ke skenovanému objektu:
  - kontaktní
  - bezkontaktní
  - destruktivní
  - nedestruktivní
2. Dle užití technologie:
  - mechanické
  - laserové
  - optické
  - rentgenové
  - ultrazvukové
3. Dle stupně dlahové přesnosti vhodné pro:
  - rapid prototyping, rapid inspection

- ostatní zařízení (vhodná pro vizualizaci např. do filmu, při hrách apod.)

### 7.1.2 Kontaktní skenery

#### **CMM (Coordinate-measuring machine)**

Kontaktní zařízení pro rozměrové měření součástí. Jedná se o NC stroj pohybu-  
jící měřicí sondou připevněnou na rameni pro získání souřadnic bodů na povrchu  
objektu. Tyto stroje se využívají převážně pro měření rozměrů (kontrolu) dané součásti.  
Používají souřadný systém xyz pro určení přesné pozice na pracovním stole. Sonda kon-  
troluje přesně určené body na měřené součásti a těmto bodům jsou přiřazeny příslušné  
souřadnice. Sondy bývají dotykové. Novější stroje používají sondy, které jsou vedeny  
po povrchu součásti a zaznamenávají souřadnice v jistém intervalu, tím je měření efek-  
tivnější, přesnější a rychlejší.

CMM systémy se skládají ze čtyř hlavních částí:

1. souřadnicového měřicího stroje
2. měřicí sondy
3. výpočtového systému
4. měřicího programu

Jejich využití je zejména pro měření rozměrů, siluet, úhlů a sklonů, měření děr,  
hřidelů, digitalizace a zobrazování součástí. Tyto systémy mají širokou škálu provedení.  
Mohou být ovládány manuálně, CNC nebo počítačem. Provedeny mohou být jako stol-  
ní, volně stojící, ruční a přenosné. Nevýhodou těchto systémů je, že je vyžadován přímý  
dotyk měřené součásti a měřicího zařízení, tím by mohli být některé měřené objekty  
pozměněny nebo poškozeny, jak by se mohlo stát třeba u velmi cenných historických  
artefaktů. Další nevýhodou by mohla být delší doba měření, která je dána hlavně poma-  
lým pohybem ramene v porovnání s časem promítnutí a sejmutí obrazu u optických  
systémů.

### 7.1.3 Bezkontaktní skenery

Tyto skenery emitují nějaký druh záření nebo světla a detekuje se odraz buď  
na sondě nebo měřeném prostředí. Možná emitovaná záření jsou světelná, ultrazvuková  
nebo rentgenová.

### **Time-of-flight**

Aktivní laserový 3D skener, který užívá laserového paprsku pro měření objektu. Jádrem tohoto typu tvoří laser range finder, který hledá vzdálenost měřeného povrchu výpočtem času, za který se vrátí pulz paprsku. Laser je použit pro emitování světelného pulzu. Protože rychlost světla je známa, dá se spočítat vzdálenost, kterou paprsek urazil, a to porovnáním času vyslání pulzu a času, než se odražený paprsek dostane k detektoru. Přesnost time-of-flight skenerů záleží na tom, s jakou přesností jsme schopni změřit čas. Přibližně 3,3 pikosekundy je čas potřebný pro uražení dráhy 1 mm.

Laser range finder měří vzdálenosti bodu ve směru detekce, takže skener měří čistě jen pole v úhlu pohledu range finderu. Změnou úhlu tohoto pohledu můžeme skenovat další body. Změna úhlu může být realizována, buď otáčením nebo využitím zrcadel. Systém zrcadel je využíván častěji, protože je mnohem lehčí a může se tak otáčet rychleji s větší přesností. Typické time-on-flight skenery mohou měřit od 10 000 bodů do 100 000 bodů každou sekundu.

Výhodou těchto skenerů je, že jsou schopné pracovat na velké vzdálenosti v řádech kilometrů. Proto jsou více využívány pro velké struktury, jako jsou budovy nebo zeměpisné úkazy.

Přesnost je hlavní nevýhodou těchto zařízení, kvůli vysoké rychlosti světla je měření času, za který urazí paprsek uvažovanou dráhu, relativně malá, v řádech milimetrů.

### **Triangulation (Trigonometrický)**

Aktivní laserový skener, který využívá laserové světlo k měření okolí. Podobně jako time-of-flight skenery vysílají laserový paprsek na měřený objekt, ale využívají kamery pro sledování místa, kde je promítnut bod laserem. V závislosti na tom, jak daleko laser dopadá na povrch, se bod vytvořený dopadajícím laserovým paprskem na kameře objevuje různě při různých úhlech pohledu kamery. Tato technika se nazývá trigonometrická, protože bod vysílaný laserem, vysílač a kamera tvoří trojúhelník. Délka jedné strany trojúhelníku, vzdálenost mezi kamerou a laserovým vysílačem je známá. Úhel, pod kterým je emitován laserový paprsek, je také znám. Úhel kamery může být určený směrem pohledu kamery na bod promítaný laserem. Tyto tři informace plně určují tvar a velikost trojúhelníku a dávají polohu bodu laseru ve třetím vrcholu trojúhelníku. Ve většině případů je místo bodu vysílán laserový pruh, který je veden přes součást, pro urychlení procesu měření.

Trigonometrické skenery mají omezený dosah několika metrů, ale jejich přesnost je relativně vysoká. Dosahují přesnosti desetin mikrometrů.

### **Fringe projection**

Aktivní 3D skener, používající tuto metodu skenování, promítá na měřený objekt periodicky světelné paprsky vhodné intenzity. Objekt, který je takto strukturovaně osvětlen, je opticky rozčleněn a každý jeden snímek promítnutého vzoru zdeformovaný tvarem povrchu udává právě jeho výšku [15].

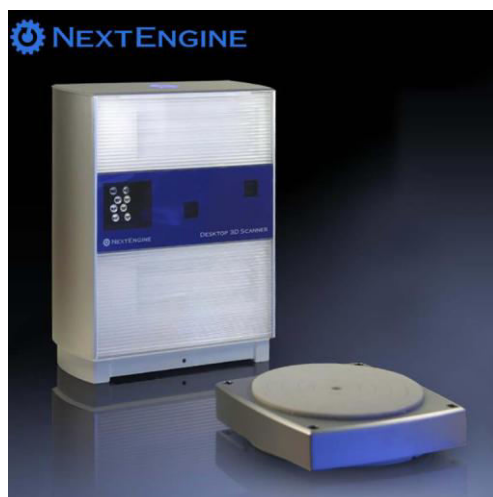
#### **7.1.4 Parametry použitého 3D skeneru NextEngine**

Jedná se o bezdotykový optický 3D skener. Zachycuje objekty v plné barvě s vysokou přesností. Je možné snímat volné organické tvary, měkké materiály a po úpravě povrchů (zmatnění povrchu pomocí křídových sprejů) i lesklé a průhledné objekty. Velikost snímaného objektu není omezena, větší objekty lze v programu složit z několika snímků. Výstupní modely ze 3D skenování lze načíst do dalších aplikací, jako jsou SolidWorks, 3ds Max, ZBrush a další. Modely je možné ihned tisknout v 3D tiskárnách [22].

*Tab.1: Parametry NextEngine*

Velikost skeneru NextEngine:	90 x 220 x 280 mm
Pracovní prostor:	130 x 96 mm v režimu Macro, 256 x 343 mm v režimu Wide
Rozlišení:	400 DPI v režimu Macro, 150 DPI v režimu Wide
Přesnost:	$\pm 0,13$ mm v režimu Macro a $\pm 0,38$ mm v režimu Wide
Rychlost snímání:	50 000 bodů/sec
AutoPositioner:	Otočný stojan, automatické otáčení řízené počítačem, nosnost 9 kg
Systémové požadavky:	2GHz PC, 1GB RAM (doporučené 3GHz PC, 2GB RAM), Win XP





*Obr. 10. 3D laser skener NextEngine [21]*

## **7.2 Návrh a postup**

Pro praktickou část bylo zapůjčeno 41 holenních kostí, bez chrupavek a jiných tkání z Lékařské fakulty v Hradci Králové. Jednotlivé vzorky nebyly blíže specifikovány (pohlaví, věk). Všechny vzorky byly převedeny do počítačového prostředí v podobě polygonálních modelů prostřednictvím 3D bezdotykového optického skeneru NextEngine. Postup získávání dat je dále rozepsán.

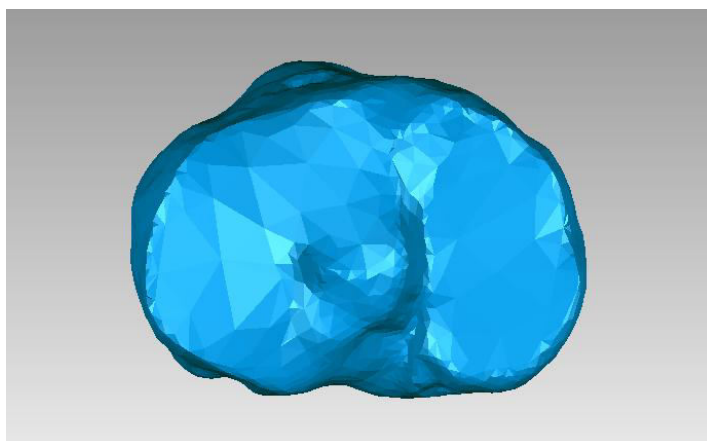
Holenní kost byla upevněna do otočného stojanu ve svislé poloze před 3D skener (viz Obr. 11). Tuto polohu jsme vybrali proto, aby byly zachyceny jak kondyly hlavičky tibie, tak kost v co největší délce. Vybrané části na tibii jsou důležité pro úpravy tvaru individuální náhrady. Například při sestavení individuální augmentace s tibiální komponentou revizní náhrady nebo při stanovení optimální pozice otvoru pro dřík. Model byl ukládán do prostředí softwaru Scan Studio. Jedná se o SW pro správu a zobrazování naskenovaných objektů, kompatibilní se skenerem NextEngine.

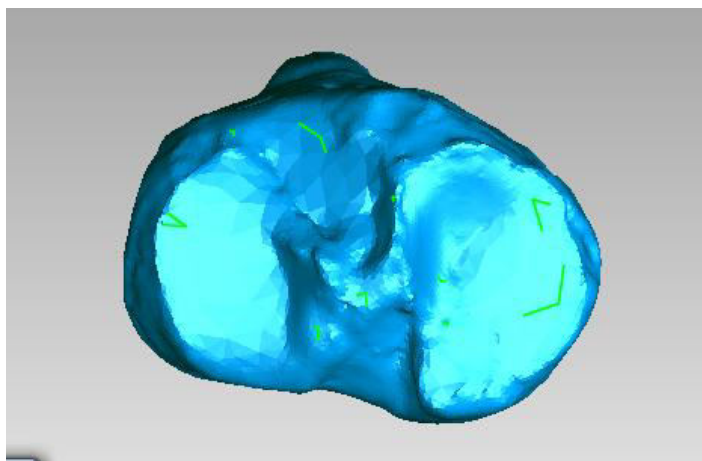


*Obr. 11. Upevnění holenní kosti v otočném stojanu [autor]*

Program jsme nastavili následovně:

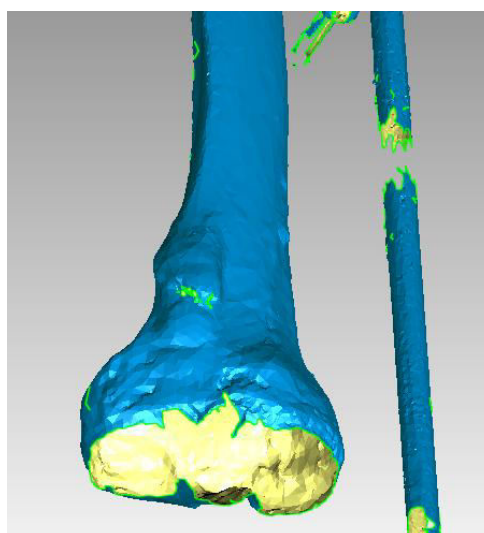
Rotaci stojanu na  $360^\circ$  ve 12-ti oddílech, kdy se stojan v jednotlivých pozicích zastavil a následně proběhlo naskenování dané polohy. Pracovní prostor byl nastaven v režimu Wide (256x343 mm). Dále se nastavila kvalita snímku ve vysokém rozlišení, tedy HD. Vysokou kvalitu jsme vybrali proto, abychom při následných úpravách zachytili, co největší množství detailů na hlavici tibie. Kvalitu snímku určuje, kolik obrazových bodů se zobrazí ve čtverečním palci. Jeden palec je 2,54 cm. HD kvalita zobrazuje 1100 bodů/čtvereční palec. Pro srovnání kvalita SD zobrazuje 540 bodů/čtvereční palec. Rozdíl v detailech HD a SD je ukázán na následujících obrázcích (viz Obr. 12).





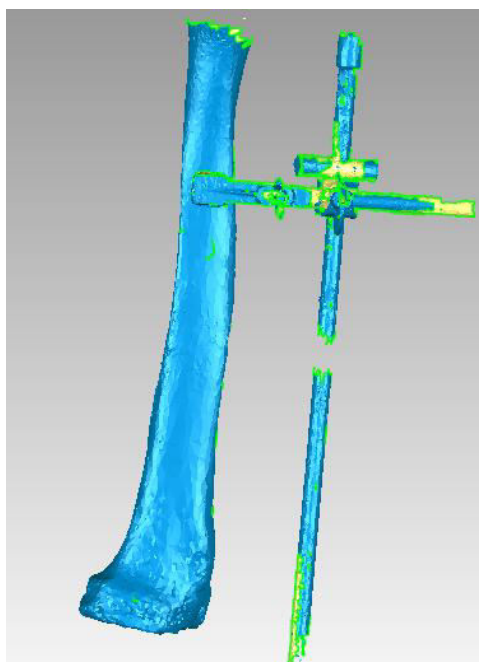
*Obr. 12. Detail v SD kvalitě nahoře, detail v HD kvalitě dole [autor]*

Po dokončení předchozího nastavení vycházela doba skenování jedné kosti na 40 minut a výsledná data se dále upravila funkcí *Fuse*. Jedná se o funkci, která odhaduje chyby na naskenovaném objektu a vyčistí je vytvořením jedné pevné sítě na modelu. Získaná data jsme přeformátovali do CAD formátu *.stl* (stereolithography), který je vhodným výstupem pro 3D skenování. Vzhledem k rozmanitosti a různému stáří kostí byla kvalita skenů různorodá a v některých případech, kdy byl obraz nekvalitní (viz Obr. 13), bylo nutné použít křídový prášek ve spreji, ten zvýraznil strukturu a tvar kosti.



*Obr. 13. Nekvalitně naskenovaný model kosti [autor]*

Vhodným softwarem pro převod 3D dat na přesný digitální model pro analyzování velikosti kondylů na hlavici tibie jsme určili program Geomagic Studio. V tomto programu se model přeformátoval z bodového rozhraní na plochy převedením do formátu *.iges* (Initial Graphics Exchange Specification). Pro rychlé vytvoření povrchu jsme použili nástroj *Přesné povrchy – Automatický povrch* a program během okamžiku sám následně vytvořil plochy na naskenovaném modelu. Pro lepší práci s kostí v programu se z modelů pomocí nástroje *Odříznutí* odstranil stojan, ve kterém byla kost přichycena (viz Obr.14).



Obr. 14. Holenní kost upevněná ve stojanu [autor]

Po všech předchozích úpravách jsme postoupili k analýze rozměrů kondylů hlavičky tibie dle doporučených rozměrů z literatury, které jsou popsány v následující kapitole.

### 7.3 Definované rozměry holenní kosti

Rozlišuje se několik základních rozměrů holenní kosti. Rozměry se využívají například v antropologii při dokumentaci a posuzování antropologických nálezů. K re-

konstrukci proporcí těl, aby byly co nejbližší jejich podobě zaživa. V našem případě využijeme rozměry k analýze kondylů tibie.

Definované rozměry holenní kosti jsou:

T1 – Celková délka. Projektivní vzdálenost horní kloubní plochy na laterálním kloubním hrbolu k hrotu mediálního kotníku. Kost se při měření na osteometrickou desku klade zadní stranou tak, aby podélná osa kosti byla rovnoběžná s měřicí deskou a hrot mediálního kotníku těsně kolmo naléhal na její krátkou svislou stěnu. Pohyblivá destička se přikládá k nejvýše položenému bodu horní kloubní plochy laterálního kloubního hrbolu.

T1a – Největší délka. Projektivní vzdálenost nejvíce vystupujícího bodu na mezihrbolové vyvýšenině k hrotu mediálního kotníku. Stejná technika měření jako u předchozího rozměru s tím rozdílem, že pohyblivá destička se přikládá k mezihrbolové vyvýšenině.

T1b – Mediální délka. Vzdálenost od středu postranního okraje horní kloubní plochy na mediálním kloubním hrbolu k hrotu mediálního kotníku. Tento rozměr nejlépe odpovídá měření bérce na živých jedincích.

T3 – Největší šířka proximální epifýzy. Vzdálenost bodů nejvíce vystupujících do stran od sebe na laterálním a mediálním kloubním hrbolu. Kost se při měření na osteometrickou desku klade svou zadní stranou tak, aby její laterální strana těsně přiléhala k podélné svislé stěně desky a pohyblivá destička se přikládá k mediálnímu kloubnímu hrbolu. Jedná se o zjišťování největšího rozměru, kost je nutno při silné torzi pootočit kolem její podélné osy.

T6 – Největší distální šířka epifýzy. Vzdálenost od bodu nejvíce vystupujícího do strany na mediálním kotníku k laterální ploše dolní epifýzy. Při měření na osteometrické desce leží kost oběma svými výrůstky, ohraničujícími lýtkový zářez na její podélné svislé stěně a pohyblivá destička se přikládá k mediálnímu kotníku

T8 – Největší průměr středu diafýzy. Přímá vzdálenost předního okraje k zadní ploše diafýzy, měřená ve středu kosti. Střed kosti se stanovuje vizuálně nebo na základě celkové délky kosti.

T8a – Předozadní průměr na úrovni výživného otvoru. Technika měření je stejná jako předchozí rozměr, s tím rozdílem, že průměr se zjišťuje ve výši vyživovacího otvoru.

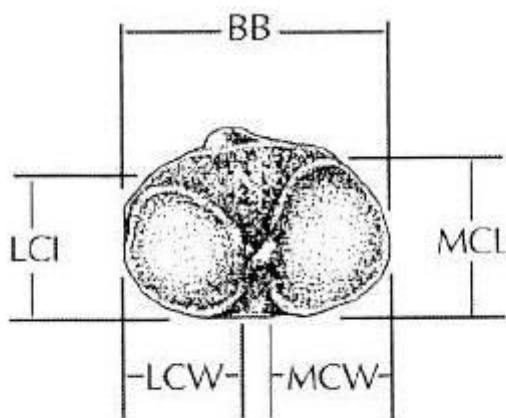
T9 – Transverzální průměr středu diafýzy. Přímá vzdálenost od mediálního okraje k mezikostnímu okraji diafýzy měřená ve středu kosti. Střed kosti se stanovuje buď vizuálně nebo na základě délky kosti.

T9a – Transverzální průměr na úrovni výživného otvoru. Technika měření stejná jako u předchozího rozměru, s tím rozdílem, že průměr se zjišťuje ve výši výživného otvoru.

T10 – Obvod diafýzy. Obvod diafýzy ve středu kosti. Střed kosti se stanovuje vizuálně nebo na základě délky kosti. Obvod se měří ve stejné výši jako rozměry T8 a T9.

T10b – Nejmenší obvod diafýzy. Absolutně nejmenší obvod diafýzy kosti, který se nachází empiricky, zpravidla v dolní třetině kosti.

Rozměry kondylů hlavičky tibie (viz Obr. 15).



*Obr. 15. Rozměry pro pohlavní diagnózu holenní kosti [14]*

BB – největší šířka proximální kloubní plochy

MCV – největší šířka kloubní plochy mediálního kondylu

MCL – největší délka mediální kloubní plochy měřená kolmo na šířku

LCW – největší šířka kloubní plochy laterálního kondylu

LCL – největší délka laterální kloubní plochy měřená kolmo na šířku [14].

Tab.2: Tabulka rozměrů pro průměr pohlavní diagnózy holenní kosti

Znak	Muži [mm]	Ženy [mm]
BB	75,78	67,85
MCW	33,39	28,84
MCL	47,93	43,09
LCW	33,39	29,87
LCL	42,36	36,87

## 7.4 Analýza výsledků

Tab.3: Výsledky analýzy rozměrů kondylů holenní kosti

číslo vzorku	BB[mm]	LCL[mm]	MCL[mm]	LCW[mm]	MCW[mm]
1	72,581	39,998	44,335	22,690	29,928
4	63,613	34,572	42,570	21,687	24,081
5	74,243	38,174	42,421	24,027	23,997
6	74,526	39,426	41,670	26,721	24,480
7	80,401	44,229	43,125	24,562	27,533
8	58,750	27,992	35,198	16,485	21,287
9	63,755	31,493	33,472	17,956	23,332
10	72,546	38,769	45,632	22,980	28,752
13	68,757	37,503	40,814	17,985	23,975
14	64,322	35,810	32,401	22,401	19,739
15	68,277	32,279	39,667	23,610	21,309
18	67,608	39,254	39,821	19,837	24,445
19	72,758	40,240	41,792	22,623	27,435
20	66,559	30,783	34,580	19,742	22,448
21	57,138	30,213	30,430	18,189	21,673
22	65,575	33,083	35,724	20,726	19,860
23	64,767	32,360	37,021	23,048	21,093
24	70,262	36,878	37,428	20,164	21,040
25	76,954	37,865	44,003	26,718	25,741
27	67,311	35,745	39,299	21,843	21,463
28	68,293	37,897	38,781	22,255	29,894
29	69,216	32,330	42,206	24,775	23,234
30	63,102	29,052	34,048	19,273	20,165
31	58,002	30,681	32,267	17,481	20,116
32	72,773	41,649	38,110	23,634	25,071

33	62,491	34,955	31,367	21,799	22,443
34	64,790	32,715	34,212	18,345	24,941
37	73,523	41,744	34,039	23,843	20,056
38	73,126	36,703	38,166	24,494	28,949
39	70,339	32,904	37,958	20,792	24,608
40	63,569	36,128	32,521	22,030	22,909
41	64,655	32,041	35,657	21,675	24,025
průměr	67,956	35,483	37,835	21,700	23,751
směrodatná odchylka	5,423	4,006	4,166	2,581	2,939



## 8 Diskuse výsledků

Na počátku této bakalářské práce bylo důležité nastínit problematiku kolenního kloubu. Jeho anatomický popis, funkčnost, biomechaniku a v neposlední řadě degenerativní onemocnění, které pacientovi znepríjemní život. Řešením takového problému bývá v těžkých případech implantace totální náhrady kolenního kloubu. V této práci dále uvádím, jaké typy kolenních náhrad se na trhu objevují a jaké jsou nejvhodnější materiály pro jejich výrobu. V praktické části se seznamuji s technologií 3D skenování s jeho principem a možnostmi. Než jsem začala pracovat se vzorky zapůjčenými z Lékařské fakulty, ukázal vedoucí práce doc. Lukáš Čapek Ph. D. jak mám s 3D skenerem NextEngine pracovat. Dále jsem již mohla pokračovat ve zpracování sama a pomocí skeneru vytvořit modely holenních kostí. Po následných úpravách modelů, které popisuji v praktické části jsem vytvořila statistickou tabulku vybraných rozměrů kondylů hlavičky tibie.

Cílem práce bylo vytvoření těchto modelů, které se mohou dále použít ke zkoumání v rámci endoprotézy a pomohou ke zlepšování postupů v oblasti individuální náhrady. Náhrada velkých kostních defektů na tibii, je u pokročilých destrukcí kolena a zejména pak při revizních operacích poměrně obtížným úkolem. Rozsáhlé náhrady kostními homoštěpy přinášejí problémy spojené s jejich vhojováním a rezistencí proti infekci, standardně dodávané augmentace často velikostně nebo tvarově nevyhovují. Masivní cementové plomby jsou biomechanicky a biologicky nevhodné a většinou brzy selhávají. Východiskem v takových situacích jsou na zakázku vyrobené implantáty nebo jejich komponenty.

Cíl práce byl splněn. Naučila jsem se ovládat 3D skener NextEngine a zpracovávat data v softwaru Scan Studio a Geomagic studio. Tyto programy jsem vybrala jako vhodné pro úpravu 3D dat. Vytvořila jsem 41 modelů holenních kostí, které mohou posloužit biomechanikům při vytváření nových postupů v oblasti individuální náhrady kolenního kloubu. Počet vzorků se může přepokládat za statisticky významný.

Role holenní kosti v problematice totální náhrady by mohla být předmětem dalšího zkoumání a zdokonalování v oblasti 3D modelování.

## 9 Závěr

Předložená práce s názvem „Vliv morfologie caput tibia na zavádění totální náhrady kolenního kloubu“ splnila předložené cíle. Individuální náhrada zcela přesně kopíruje tvar plochy vzniklé v místě defektu a tím dochází k rovnoměrnému rozložení a přenosu působící zatížení kolenního kloubu na tibií. Takové rozložení má příznivý vliv na strukturu kostní tkáně, která je zatěžována rovnoměrně po celém povrchu, a tudíž v místě implementace náhrady dochází jen k minimální přestavbě. Individuální augmentace také dovoluje překlenout defekty, které by vzhledem ke svému tvaru nebo rozměrům nebyly běžnými náhradami uspokojivě řešitelné. Nevýhodou použití individuální náhrady je její větší výrobní náročnost a tím i její vyšší cena. Zvýšené nároky na výrobu náhrady spočívají v nutnosti přípravy 3D modelu individuální náhrady i defektu pro plánování výkonu. Druhou položkou jsou náklady na přípravu potřebného softwaru, strojní čas a nástroje potřebné k obrábění tvrdého materiálu na speciálním obráběcím stroji.

Modely kostí by mohly posloužit v praxi při řešení rekonstrukčních problémů komponent na hlavici tibie vzniklých při realizování totální náhrady kolenního kloubu.

## Seznam použité literatury

- [1] BARTONÍČEK, J., HEŘT, J., *Základy klinického anatomického pohybového aparátu*. 1.vyd. Praha: Maxdorf s.r.o., 2004, 275 s., ISBN 80-7345-017-8
- [2] BARTSCH, H., *Matematické vzorce*. 4. vyd. Praha: Academica, 2006, 832 s. ISBN 80-200-1448-9
- [3] BENEŠ, J., STRÁNSKÝ, P., VÍTEK, F., *Základy lékařské biofyziky*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2007, 204 s., ISBN 978-80-246-1386-4
- [4] BEZNOSKA, S., ČECH, O., LOBL, K., *Umělé náhrady lidských kloubů: Biomechanické, materiálové a technologické aspekty*. 1. vyd. SNTL, 1987, 248 s.
- [5] ČIHÁK, R. *Anatomie I*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. ISBN 80-7169-970-5
- [6] DAUBER, W., *Feneisův obrazový slovník anatomie*. 9. vyd. Praha: Grada Publishing, 2007, 548 s. ISBN 978-80-247-1456-1
- [7] DUNGL, P., *Ortopedie. I*. vyd. Praha: Grada Publishing a.s., 2005, 1280 s. ISBN 80-247-0550-8
- [8] HALADOVÁ, E., NECHVÁ TALOVÁ, L., *Vyšetřovací metody hybného systému*. 2. vyd. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2005, 135 s., ISBN 80-7013-393-7
- [9] KOUDELA, K., a kolektiv, *Ortopedie*. Praha: Karolinum, 2007, 286 s. ISBN 978-80-246-0654-5
- [10] RAKHORST, G., PLOEG, R., *Biomaterials in modern medicine*, World Scientific Publishing Company, 2008, 280 s. ISBN-10: 9812709568 ISBN-13: 978-9812709561

- [11] RYBKA, V., VAVŘÍK, P., *Aloplastika kolenního kloubu*. 1. vyd. Praha: Arca-dia, 1993, 207 s. ISBN 80-901423-9-7:150.00
- [12] SOSNA, A., VAVŘÍK, P., KRBEC, M., POKORNÝ, D., a kolektiv, *Základy ortopedie*. Praha: Triton, 2001, 175 s. ISBN 80-7254-202-8
- [13] ZVÁROVÁ, J., NEDOMA, J., a kolektiv, *Biomechanika lidského skeletu umělých náhrad jeho částí.*, 1.vyd. Praha: Karolinum, 2006, 491 s. ISBN 80-246-1227-5
- [14] STLOUKAL, Milan. *Antropologie: příručka pro studium kostry*. 1. vyd. Praha: Národní muzeum, 1999, [10], 510 p. ISBN 80-703-6101-8.
- [15] ROZSÍVAL, J., *Využití reverzního inženýrství pro výpočty aerodynamiky automobilu.*, Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2008, 9 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Petr Porteš, Ph. D.
- [16] Beznoska, *Totální náhrada kolenního kloubu – typ SVL.*, Dostupné z WWW: <<http://www.beznoska.cz/res/data/006/001002.pdf>>
- [17] Beznoska, *Totální náhrada kolenního kloubu typ SVL/RP.*, Dostupné z WWW: <<http://www.beznoska.cz/res/data/008/001164.pdf>>
- [18] Beznoska, *Totální náhrada kolenního kloubu typ CMS.*, Dostupné z WWW: <<http://www.beznoska.cz/res/data/008/001136.pdf>>
- [19] Beznoska, *Totální náhrada kolenního kloubu – revizní typ SVR.*, Dostupné z WWW: <<http://www.beznoska.cz/res/data/004/000783.pdf>>
- [20] ACL-plastika, *Anatomie kolenního kloubu.*, Dostupné z WWW: <<http://acl-plastika.wbs.cz/Anatomie-kolene.html>>

- [21] Galek, *Totální náhrada kolenního kloubu.*, Dostupné z WWW:  
<<http://www.ortopedie-ambulance.cz/koleno> >
- [22] Javelin-tech, *3D laser Desktop Scanner.*, Dostupné z WWW:  
<[http://www.javelin-tech.com/main/products/solidworks\\_scan\\_to\\_3d.htm](http://www.javelin-tech.com/main/products/solidworks_scan_to_3d.htm) >